

(51) Classification internationale des brevets ⁷ : G01N 29/04, 29/06, A61B 8/08	A1	(11) Numéro de publication internationale: WO 00/55616
		(43) Date de publication internationale: 21 septembre 2000 (21.09.00)

Avec rapport de recherche internationale.

Figure 1 is a block diagram of a system for measuring the distance between a point on a curved surface and a straight line. The system includes a CPU, DSP, M (Memory), S (Adder), and a series of transmitters (T1 to Tn) and receivers (E1 to En) arranged along a curved surface. A point S is marked on the surface, and distances d_1, d_3, d_5, d_i are indicated. A coordinate system (X, Y) is shown. The system is connected to a computer (4) and a display (4a).

Legend:

- DSP ... DIGITAL SIGNAL PROCESSOR
- CPU ... CENTRAL PROCESSING SIGNAL
- G ... GENERATOR
- A ... AMPLIFIER
- S ... ADDER CIRCUIT

UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AL	Albanie	ES	Espagne	LS	Lesotho	SI	Slovénie
AM	Arménie	FI	Finlande	LT	Lituanie	SK	Slovaquie
AT	Autriche	FR	France	LU	Luxembourg	SN	Sénégal
AU	Australie	GA	Gabon	LV	Lettonie	SZ	Swaziland
AZ	Azerbaïdjan	GB	Royaume-Uni	MC	Monaco	TD	Tchad
BA	Bosnie-Herzégovine	GE	Géorgie	MD	République de Moldova	TG	Togo
BB	Barbade	GH	Ghana	MG	Madagascar	TJ	Tadjikistan
BE	Belgique	GN	Guinée	MK	Ex-République yougoslave de Macédoine	TM	Turkménistan
BF	Burkina Faso	GR	Grèce	ML	Mali	TR	Turquie
BG	Bulgarie	HU	Hongrie	MN	Mongolie	TT	Trinité-et-Tobago
BJ	Bénin	IE	Irlande	MR	Mauritanie	UA	Ukraine
BR	Brésil	IL	Israël	MW	Malawi	UG	Ouganda
BY	Bélarus	IS	Islande	MX	Mexique	US	Etats-Unis d'Amérique
CA	Canada	IT	Italie	NE	Niger	UZ	Ouzbékistan
CF	République centrafricaine	JP	Japon	NL	Pays-Bas	VN	Viet Nam
CG	Congo	KE	Kenya	NO	Norvège	YU	Yougoslavie
CH	Suisse	KG	Kirghizistan	NZ	Nouvelle-Zélande	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	République populaire démocratique de Corée	PL	Pologne		
CM	Cameroun	KR	République de Corée	PT	Portugal		
CN	Chine	KZ	Kazakstan	RO	Roumanie		
CU	Cuba	LC	Sainte-Lucie	RU	Fédération de Russie		
CZ	République tchèque	LI	Liechtenstein	SD	Soudan		
DE	Allemagne	LK	Sri Lanka	SE	Suède		
DK	Danemark	LR	Libéria	SG	Singapour		
EE	Estonie						

Procédé et dispositif d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement.

La présente invention est relative aux procédés et
5 dispositifs d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement.

Plus particulièrement, l'invention concerne un
procédé d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement
pour observer un milieu viscoélastique diffusant qui con-
10 tient des particules réfléchissant les ondes ultrasonores
de compression, procédé dans lequel on génère une onde
élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique et
on observe, au moyen d'au moins une onde ultrasonore de
compression, le déplacement du milieu viscoélastique sou-
15 mis à ladite onde de cisaillement.

Le document US-A-5 810 731 décrit un exemple d'un
tel procédé, dans lequel l'onde de cisaillement est géné-
rée localement à l'intérieur du milieu viscoélastique ob-
servé, au moyen de la pression de radiation d'une onde ul-
20 trasonore modulée et focalisée sur un point à observer. On
envoie ensuite sur ce point focal une onde ultrasonore
supplémentaire dont la réflexion permet de connaître cer-
tains paramètres de propagation de l'onde de cisaillement
(notamment la viscosité dynamique du milieu et son module
25 de cisaillement) au niveau du point focal susmentionné.

Cette technique présente l'inconvénient de permet-
tre l'analyse d'un seul point du milieu viscoélastique
étudié à chaque fois qu'une onde de cisaillement est géné-
rée. Si l'on veut obtenir une image complète du milieu
30 viscoélastique observé, il est nécessaire de répéter

l'opération un très grand nombre de fois, ce qui implique un temps de pause important (par exemple, plusieurs minutes) pour obtenir cette image.

Ce temps de pause important rend ce procédé de l'art antérieur peu pratique à utiliser.

De plus, un tel temps de pause peut nuire à l'utilisation dudit procédé pour obtenir une image d'un tissu vivant, qui est toujours en mouvement.

La présente invention a notamment pour but de pallier ces inconvénients.

A cet effet, selon l'invention, un procédé du genre en question est essentiellement caractérisé en ce qu'on génère l'onde de cisaillement en appliquant au milieu viscoélastique une excitation ayant la forme d'une impulsion basse fréquence qui présente une fréquence centrale f comprise entre 20 et 5000 Hz, cette impulsion basse fréquence présentant une durée comprise entre $1/2f$ et $20/f$,

en ce qu'il comporte une étape d'observation de propagation au cours de laquelle on observe la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points dans le milieu observé, ces points formant un champ d'observation sensiblement continu s'étendant au moins selon un premier axe, cette étape d'observation de propagation de l'onde de cisaillement consistant à :

- émettre dans le milieu observé une succession d'au moins 10 tirs d'ondes ultrasonores de compression à une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde,

- détecter et enregistrer en temps réel les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique à chaque tir d'onde ultrasonore, ces échos correspondant (directement ou indirectement) à des images successives du milieu observé,
5 et en ce que ledit procédé comporte en outre une étape ultérieure de traitement d'image au cours de laquelle on traite en temps différé les images ainsi obtenues au moins par intercorrélation entre images successives, pour déterminer en chaque point du champ d'observation un paramètre
10 de mouvement choisi entre le déplacement et la déformation du milieu viscoélastique, de façon à obtenir ainsi une succession d'images montrant l'évolution du paramètre de mouvement du milieu viscoélastique sous l'effet de la propagation de l'onde de cisaillement.
15

Grâce à ces dispositions, on obtient un film illustrant clairement la propagation de l'onde de cisaillement dans le milieu viscoélastique, qui peut permettre par exemple, dans des applications médicales, de repérer directement des zones cancéreuses dans les tissus d'un patient : la propagation des ondes de cisaillement s'y déroule en effet très différemment des zones voisines.
20

Ce repérage s'effectue beaucoup plus facilement que par une observation classique par simple échographie ultrasonore, puisque la propagation des ondes de cisaillement est fonction du module de cisaillement du milieu, lui-même très variable entre une zone de tissus sains et une zone de tissus cancéreux : le module de cisaillement varie typiquement dans un rapport de 1 à 30 entre une zone
25 saine et une zone cancéreuse, alors que le module de com-
30

pression, qui régit la propagation des ondes acoustiques de compression utilisées dans l'échographie ultrasonore, varie seulement de l'ordre de 5% entre un tissu sain et un tissu cancéreux.

5 On notera que le film obtenu illustre la propagation de l'onde de cisaillement beaucoup plus clairement que la simple succession des images données par les particules réfléchissantes du milieu, puisque ledit film permet de visualiser à chaque instant les zones du milieu observé
10 qui subissent des mouvements de même ampleur du fait de la propagation de l'onde de cisaillement, alors que la succession des images des particules réfléchissantes ne permettrait de visualiser qu'un brouillard de points lumineux en mouvement.

15 Dans des modes de réalisation préférés du procédé selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- la durée de l'impulsion basse fréquence est comprise entre $1/2f$ et $2f$;
- 20 - la fréquence centrale de l'impulsion basse fréquence est comprise entre 30 et 1000 Hz ;
- le milieu viscoélastique observé est constitué par un corps vivant comprenant au moins un organe interne soumis à des mouvements impulsionnels, l'impulsion basse
25 fréquence qui génère l'onde de cisaillement étant constituée par un mouvement impulsionnel dudit organe interne ;
- le milieu viscoélastique observé est délimité par une surface extérieure, et l'impulsion basse fréquence est appliquée au niveau de cette surface extérieure ;

- l'impulsion basse fréquence est appliquée par un moyen d'excitation choisi parmi :

. une onde acoustique générée par au moins un transducteur acoustique,

5 . et un choc généré localement par contact physique au niveau de la surface extérieure du milieu viscoélastique ;

- on émet les tirs d'ondes ultrasonores de compression et on détecte les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, au moyen
10 d'une batterie de transducteurs qui comprend au moins un transducteur et qui est disposée au contact de la surface extérieure du milieu viscoélastique, l'onde de cisaillement étant appliquée au milieu viscoélastique en imposant
15 un déplacement impulsionnel à ladite batterie de transducteurs ;

- ledit paramètre de mouvement est la déformation du milieu viscoélastique : cette disposition est particulièrement utile dans le dernier cas envisagé ci-dessus,
20 puisqu'elle permet de s'affranchir du déplacement de la batterie de transducteurs, déplacement qui perturberait sinon la mesure du déplacement des points du champ d'observation ;

- au cours de l'observation de la propagation de
25 l'onde de cisaillement, on émet entre 100 et 10 000 tirs d'ondes ultrasonores de compression à une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde ;

- le champ d'observation s'étend au moins selon un plan comprenant d'une part, le premier axe et d'autre
30 part, un deuxième axe perpendiculaire au premier axe ;

- au cours de l'étape d'observation de propagation, on utilise une batterie de plusieurs transducteurs acoustiques disposés au moins selon le deuxième axe pour émettre les tirs d'ondes ultrasonores de compression et
- 5 détecter les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, les échos détectés par chaque transducteur acoustique étant mémorisés directement sans traitement préalable au cours de l'étape d'observation de propagation, et l'étape de traitement d'image comprenant une sous-étape préliminaire de formation de voies
- 10 au cours de laquelle on génère une image du milieu viscoélastique correspondant à chaque tir d'onde ultrasonore de compression, par combinaison d'au moins certains des échos reçus par les différents transducteurs ;
- 15 - l'étape de traitement d'images est suivie (immédiatement ou non) par une étape de visualisation au cours de laquelle on visualise au ralenti un film constitué par la succession des images traitées, chaque point de chaque image présentant un paramètre optique qui varie
- 20 suivant la valeur du paramètre de mouvement affecté à ce point ;
- le paramètre optique est choisi parmi le niveau de gris et le niveau chromatique ;
- l'étape de traitement d'images est suivie (im-
- 25 médiatement ou non) par une étape de cartographie au cours de laquelle, à partir de l'évolution du paramètre de mouvement au cours du temps dans le champ d'observation, on calcule au moins un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement en au moins certains points du champ d'obser-
- 30 vation ;

- le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie est choisi parmi la vitesse des ondes de cisaillement, le module de cisaillement, l'atténuation des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement, et la viscosité de cisaillement.

Par ailleurs, l'invention a également pour objet un dispositif d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant qui contient des particules réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, ce dispositif comprenant des moyens d'excitation pour générer une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique et des moyens d'acquisition pour observer, au moyen d'au moins une onde ultrasonore de compression, le déplacement du milieu viscoélastique soumis à ladite onde de cisaillement, caractérisé en ce que les moyens d'excitation sont adaptés pour appliquer au milieu viscoélastique une excitation ayant la forme d'une impulsion basse fréquence qui présente une fréquence centrale f comprise entre 20 et 5000 Hz, cette impulsion basse fréquence présentant une durée comprise entre $1/2f$ et $20/f$, en ce que les moyens d'acquisition sont adaptés pour observer la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points dans le milieu observé, ces points formant un champ d'observation sensiblement continu s'étendant au moins selon un premier axe, lesdits moyens d'acquisition étant adaptés pour :

- émettre dans le milieu observé une succession d'au moins 10 tirs d'ondes ultrasonores de compression à

une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde,

- détecter et enregistrer en temps réel les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique à chaque tir d'onde ultrasonore, ces échos correspondant (directement ou indirectement) à des images successives du milieu observé,
- et en ce que ledit dispositif comporte en outre des moyens de traitement d'image adaptés pour traiter en temps différé les images obtenues à partir des moyens d'observation, au moins par intercorrélation entre images successives, pour déterminer en chaque point du champ d'observation un paramètre de mouvement choisi entre le déplacement et la déformation du milieu viscoélastique, de façon à obtenir ainsi une succession d'images montrant l'évolution du paramètre de mouvement du milieu viscoélastique sous l'effet de la propagation de l'onde de cisaillement.

Dans des modes de réalisation préférés du dispositif selon l'invention, on peut éventuellement avoir recours en outre à l'une et/ou à l'autre des dispositions suivantes :

- les moyens d'observation comprennent une batterie de transducteurs qui inclut au moins un transducteur et qui est adaptée pour être disposée au contact d'une surface extérieure délimitant le milieu viscoélastique, les moyens d'excitation étant adaptés pour imposer un déplacement impulsionnel à ladite batterie de transducteurs ;
- ledit paramètre de mouvement est la déformation du milieu viscoélastique ;

- le champ d'observation s'étend au moins selon un plan comprenant d'une part, le premier axe et d'autre part, un deuxième axe perpendiculaire au premier axe, la batterie de transducteurs comportant plusieurs transducteurs disposés au moins selon le deuxième axe, des moyens de commande étant prévus pour sélectivement faire fonctionner le dispositif soit dans le mode d'imagerie par ondes de cisaillement, soit dans un mode d'échographie standard permettant d'acquérir entre 10 et 100 images par seconde.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront au cours de la description suivante de plusieurs de ses formes de réalisation, données à titre d'exemples non limitatifs, en regard des dessins joints.

Sur les dessins :

- la figure 1 est une vue schématique d'un dispositif d'imagerie par ondes de cisaillement selon une forme de réalisation de l'invention,
- et la figure 2 est une vue de détail montrant une variante du dispositif de la figure 1.

Sur les différentes figures, les mêmes références désignent des éléments identiques ou similaires.

La figure 1 représente un exemple de dispositif d'imagerie par ondes de cisaillement selon l'invention, pour étudier la propagation des ondes élastiques de cisaillement dans un milieu viscoélastique 1 qui est diffusant vis à vis des ondes ultrasonores de compression, et qui peut être par exemple :

- un corps inerte, notamment dans le cas du contrôle de qualité pour des applications industrielles, notamment agro-alimentaires,

- ou un corps vivant, par exemple une partie du corps d'un patient, dans le cas des applications médicales.

Ce dispositif comporte un transducteur acoustique tel qu'un haut-parleur 2 ou un pot vibreur qui est disposé contre la surface extérieure 3 du milieu observé 1, cette surface 3 étant constituée par exemple par la peau du patient dans les applications médicales.

Le haut-parleur 2 peut être commandé par un micro-ordinateur 4, par exemple par l'intermédiaire d'un circuit générateur d'impulsions basse fréquence G (ce circuit peut être constitué notamment par la carte son du micro-ordinateur 4) et d'un amplificateur A, pour appliquer à la surface 3 du milieu observé une excitation sous la forme d'une impulsion basse fréquence, de façon à générer une onde de cisaillement dans le milieu viscoélastique 1.

Cette impulsion basse fréquence présente en général une amplitude pouvant être de l'ordre de 1 mm et une fréquence centrale f comprise entre 20 et 5000 Hz, appliquée pendant une durée comprise entre $1/2f$ et $20/f$. De préférence, la durée d'application de l'impulsion basse fréquence est comprise entre $1/2f$ et $2f$ et la fréquence f est comprise entre 30 et 1000 Hz, cette fréquence pouvant typiquement être de l'ordre de 50 Hz.

En variante l'onde acoustique de cisaillement pourrait également être obtenue (avec les caractéristiques susmentionnées d'amplitude et de fréquence) :

- par un choc généré localement par contact physique au niveau de la surface extérieure du milieu visco-élastique, par au moins un actionneur mécanique automatique commandé par le micro-ordinateur 4,

5 - par un choc appliqué manuellement par contact physique au niveau de la surface extérieure du milieu viscoélastique,

- ou encore, par un mouvement impulsionnel naturel d'un organe interne du corps humain ou animal (par
10 exemple un battement du cœur) dans les applications médicales.

L'onde élastique de cisaillement produite par le haut-parleur 2 se déplace avec une vitesse C_s relativement faible, de l'ordre de quelques m/s (typiquement, de 1 à 10
15 m/s dans le corps humain) en produisant des mouvements internes dans le milieu viscoélastique 1 observé.

Ces mouvements sont suivis en envoyant dans le milieu 1, des ondes ultrasonores de compression qui interagissent avec les particules diffusantes 5 contenues dans
20 le milieu 1, lesquelles particules sont réfléchissantes pour les ondes ultrasonores de compression. Les particules 5 peuvent être constituées par toute hétérogénéité du milieu 1, et notamment, lorsqu'il s'agit d'une application médicale, par des particules de collagène présentes dans
25 les tissus humains.

Pour observer la propagation de l'onde de cisaillement, on utilise donc une sonde ultrasonore 6 disposée contre la surface extérieure 3 du milieu observé 1. Cette sonde envoie, selon un axe X, des impulsions d'ondes
30 ultrasonores de compression du type de celles couramment

utilisées en échographie, à une fréquence comprise par exemple entre 1 et 100 MHz et de préférence entre 3 et 15 MHz. On notera que la sonde 6 peut être disposée :

- soit du même côté du milieu 1 que le haut-parleur 2, comme représenté sur la figure 1,
- soit à l'opposé du haut-parleur 2 par rapport au milieu 1,
- soit dans toute autre position, par exemple dans une disposition transversale par rapport au haut-parleur 2.

La sonde ultrasonore 6 est constituée par une batterie de n transducteurs ultrasonores $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_n$, n étant un nombre entier n au moins égal à 1.

Cette sonde 6 se présente le plus souvent sous la forme d'une barrette linéaire pouvant comprendre par exemple $n = 128$ transducteurs alignés selon un axe Y perpendiculaire à l'axe X , envoyant simultanément leurs impulsions d'ondes ultrasonores de façon à générer une onde "plane" (c'est à dire en l'occurrence une onde dont le front d'onde est rectiligne dans le plan X, Y) ou tout autre type d'onde éclairant l'ensemble du champ d'observation.

En variante, la batterie 2 de transducteurs peut éventuellement être réduite à un transducteur unique T_1 , ou au contraire se présenter sous la forme d'un réseau à deux dimensions s'étendant par exemple selon un plan perpendiculaire à l'axe X .

Chacun des transducteurs T_1, T_2, \dots, T_n est commandé par le micro-ordinateur 4 ou par une unité centrale CPU (qui est contenue par exemple dans une baie électronique 7 reliée par un câble souple à la sonde 6), pour émet-

tre des tirs successifs d'ondes de compression ultrasonores dans le milieu 2, au cours d'une phase d'observation qui peut durer par exemple moins d'une seconde et au cours de laquelle sont émis p tirs d'ondes ultrasonores de compression (p étant un entier compris entre 100 et 10 000 et de préférence entre 1000 et 100 000), à une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde et de préférence comprise entre 1000 et 100 000 tirs par seconde, notamment entre 1000 et 10 000 tirs par seconde (cette cadence est limitée par le temps d'aller-retour de l'onde de compression dans le milieu 1, donc par l'épaisseur du milieu 1 dans la direction X : il faut en effet que tous les échos générés par l'onde de compression aient été reçus par la sonde 6 avant d'envoyer une nouvelle onde de compression).

Les tirs d'ondes ultrasonores de compression de la phase d'observation commencent de préférence juste avant l'émission de l'onde de cisaillement.

De plus, dans le cas où l'onde de cisaillement est générée par un mouvement impulsif d'un organe d'un corps vivant, on peut avantageusement synchroniser le démarrage des tirs d'ondes ultrasonores de compression avec ce mouvement impulsif. par exemple dans le cas où l'onde de cisaillement est générée par un battement de cœur, on peut synchroniser le démarrage des tirs d'ondes ultrasonores de compression avec une phase choisie de l'électrocardiogramme.

Chacun de ces tirs donne lieu à la propagation d'une onde ultrasonore de compression dans le milieu 1, avec une vitesse de propagation beaucoup plus élevée que

les ondes de cisaillement, par exemple de l'ordre de 1500 m/s dans le corps humain.

L'onde ultrasonore ainsi générée interagit avec les particules réfléchissantes 5, ce qui génère des échos ou autres perturbations analogues du signal, connus en soi sous le nom de "bruits de speckle" dans le domaine de l'échographie.

Ces "bruits de speckle" sont captés par les transducteurs T_1, \dots, T_n après chaque tir. Le signal $s_{ij}(t)$ ainsi capté par chaque transducteur T_i après le tir n° j est tout d'abord échantillonné à haute fréquence (par exemple de 30 à 100 MHz) et numérisé en temps réel (par exemple sur 8 bits, ou dans certains cas sur 1 bit) par un échantillonneur appartenant à la baie 7 et relié à ce transducteur, respectivement E_1, E_2, \dots, E_n .

Le signal $s_{ij}(t)$ ainsi échantillonné et numérisé est ensuite mémorisé, également en temps réel, dans une mémoire M_i appartenant à la baie 7 et propre au transducteur T_i .

Chaque mémoire M_i présente par exemple une capacité de l'ordre de 1 Mo, et contient l'ensemble des signaux $s_{ij}(t)$ reçus successivement pour les tirs $j = 1$ à p .

En temps différé, après la mémorisation de tous les signaux $s_{ij}(t)$ correspondant à une même propagation d'onde de cisaillement, l'unité centrale CPU fait retrai-
ter ces signaux par un circuit sommateur S appartenant à la baie 7 (ou bien elle effectue elle-même ce traitement, ou encore ledit traitement peut être effectué dans le micro-ordinateur 4), par un processus classique de formation de voies.

On génère ainsi des signaux $S_j(x, y)$ qui correspondent chacun à l'image du champ d'observation après le tir n° j.

Par exemple, on peut déterminer un signal $S_j(t)$
5 par la formule suivante :

$$S_j(t) = \sum_{i=1}^n \alpha_i(x, y) s_{ij}[t(x, y) + d_i(x, y)/V]$$

où :

- s_{ij} est le signal brut perçu par le transduc-
teur n° i après le tir d'onde ultrasonore de compression
10 n° j,

- $t(x, y)$ est le temps mis par l'onde ultrasonore
de compression pour atteindre le point du champ
d'observation de coordonnées (x, y) , avec $t = 0$ au début du
tir n° j,

15 - $d_i(x, y)$ est la distance entre le point du champ
d'observation de coordonnées (x, y) et le transducteur n°
i, ou une approximation de cette distance,

- V est la vitesse moyenne de propagation des on-
des acoustiques ultrasonores de compression dans le milieu
20 viscoélastique observé.

- et $\alpha_i(x, y)$ est un coefficient de pondération
tenant compte de lois d'apodisation (en pratique, on pour-
ra dans de nombreux cas considérer que $\alpha_i(x, y) = 1$).

La formule ci-dessus s'applique mutatis mutandis
25 lorsque le champ d'observation est à 3 dimensions (réseau
plan de transducteurs), en remplaçant les coordonnées spa-
tiales (x, y) par (x, y, z) .

Lorsque la sonde 6 comporte un seul transducteur, l'étape de formation de voies est inutile, et on a directement $S_j(x) = s_j[2.x/V]$, avec les mêmes notations que ci-dessus.

5 Après l'étape éventuelle de formation de voies, l'unité centrale CPU mémorise dans une mémoire centrale M appartenant à la baie 7 les signaux d'images $S_j(x,y)$ ou $S_j(x)$ ou $S_j(x,y,z)$, qui correspondent chacun au tir n° j. Ces signaux peuvent également être mémorisés dans le micro-ordinateur 4 lorsqu'il effectue lui-même le traitement d'image.

15 Ces images sont ensuite traitées deux à deux, ou jours en temps différé, par intercorrélation. Cette intercorrélation peut être réalisée dans un circuit DSP appartenant à la baie 7, ou être programmée dans l'unité centrale CPU ou dans le micro-ordinateur 4.

20 A titre d'exemple, cette intercorrélation peut se faire en comparant les signaux $S_j(x,y)$ et $S_{j+1}(x,y)$ (dans le cas d'un champ d'observation à 2 dimensions) sur des fenêtres spatiales glissantes de longueur Δx prédéterminée, pouvant aller par exemple de λ à 10λ , où λ est la longueur d'onde des ondes ultrasonores de compression (soit environ 0,42 à 4,2 mm à 3,5 MHz dans l'eau ou le corps humain). De plus, les fenêtres susmentionnées peuvent se recouvrir l'une l'autre sur environ 20% de leur longueur selon l'axe X.

25 Au cours de ce processus d'intercorrélation, on maximise une fonction d'intercorrélation $\langle S_j(x,y), S_{j+1}(x,y) \rangle$ afin de déterminer le déplacement subi

par chaque particule 5 donnant lieu à un écho ultrasonore, dans la direction X.

Des exemples de tels calculs d'intercorrélation sont donnés dans l'état de la technique, notamment par
5 O'Donnell et al. (« Internal displacement and strain imaging using speckle tracking », IEEE transactions on ultrasonic, ferroelectrics, and frequency control, vol. 41, n° 3, mai 1994, p. 314-325) et par Ophir et al. (« Elastography : a quantitative method for imaging the
10 elasticity of biological tissues », Ultrasonic imag., vol. 13, p.111-134, 1991).

On obtient ainsi une succession de champs de déplacements $Djx(x,y)$ du milieu 1 sous l'effet de l'onde de cisaillement, dans la direction X.

15 Cette succession de champs de déplacements est stockée dans la mémoire M ou dans le micro-ordinateur 4 et peut être visualisée, notamment au moyen de l'écran 4a du micro-ordinateur, sous la forme d'un film ralenti où la valeur des déplacements est illustrée par un paramètre optique tel que par un niveau de gris ou par un niveau chromatique.
20

On visualise ainsi parfaitement les différences de propagation de l'onde de cisaillement entre les zones de caractéristiques différentes du milieu 1, par exemple les
25 tissus sains et les tissus cancéreux dans le cas d'une application médicale.

Ce film de propagation de l'onde de cisaillement est en outre superposable avec une image échographique classique, qui peut être générée par le dispositif décrit
30 ci-dessus, lequel est apte à fonctionner :

- soit dans le mode d'imagerie par ondes de cisaillement,

- soit dans un mode d'échographie standard, en fonction des commandes reçues par exemple depuis le clavier 4b du micro-ordinateur.

Par ailleurs, il est également possible de calculer non pas les déplacements de chaque point du milieu observé 1, mais les déformations $E_{jx}(x,y)$ du milieu dans la direction X, c'est à dire les dérivées des déplacements $D_{jx}(x,y)$ par rapport à x.

Ces champs de déformations successifs sont utilisables comme précédemment pour visualiser clairement la propagation de l'onde de cisaillement sous la forme d'un film, et présentent en outre l'avantage de s'affranchir des déplacements de la sonde 6 par rapport au milieu observé 1.

Cette variante est particulièrement intéressante dans la forme de réalisation de la figure 2, où la sonde 6 est portée par le haut-parleur ou vibreur 2, ce qui implique forcément des mouvements de ladite sonde puisque c'est elle-même qui génère alors l'onde de cisaillement.

A partir des champs de déplacements ou de déformations, on peut le cas échéant procéder en outre à une étape de cartographie au cours de laquelle, à partir de l'évolution du paramètre de mouvement (déplacement ou déformation) au cours du temps dans le champ d'observation X, Y (ou X dans le cas d'un seul transducteur, ou X, Y, Z dans le cas d'un réseau plan de transducteurs), on calcule au moins un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement, soit en certains points du champ d'observation

choisis par l'utilisateur à partir du micro-ordinateur 4, soit dans tout le champ d'observation.

Le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie est choisi par exemple parmi la vitesse C_s des ondes de cisaillement, le module de cisaillement μ , l'atténuation α des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement μ , la viscosité de cisaillement μ_2 .

Ce calcul est effectué par un processus classique d'inversion, dont un exemple est donné ci-après dans le cas d'un champ d'observation à deux dimensions (le même processus s'appliquerait mutatis mutandis dans le cas d'un champ d'observation à une ou à trois dimensions, respectivement pour un seul transducteur T_1 ou pour un réseau plan de transducteurs).

Dans cet exemple on fera l'approximation que la viscosité de cisaillement μ_2 est nulle et que le milieu est isotrope.

L'équation d'onde donnant le vecteur déplacement D de chaque point du milieu 1 s'écrit :

$$\rho \frac{\partial^2 \bar{D}}{\partial t^2} = \Delta(\mu \bar{D}) \quad (I),$$

où ρ est la densité du milieu 1, μ est le module de cisaillement (par hypothèse réduit à sa partie réelle l'élasticité de cisaillement μ_1 puisque la viscosité de cisaillement μ_2 est supposée nulle).

Pour la première composante u du vecteur D , c'est à dire pour le déplacement du milieu 1 dans la direction X , on a donc :

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = \frac{\partial^2 (\mu u)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 (\mu u)}{\partial y^2} \quad (\text{II}).$$

Après transformée de Fourier temporelle et discrétisation, cette équation peut être écrite sous la forme matricielle suivante, qui peut être écrite pour chaque
5 fréquence du spectre de l'onde de cisaillement :

$$\vec{B} = H \vec{M} \quad (\text{III}), \text{ où :}$$

- M est un vecteur de dimension $(L+2) \cdot (M+2) - 4$ dont chaque composante vaut μ_{lm} , c'est à dire la valeur locale du module de cisaillement en chaque point discrétisé de coordonnées (x_l, y_m) , où l et m sont des entiers compris entre 0 et respectivement L+1 et M+1 en éliminant les couples (l,m) valant (0,0), (0,M+1), (L+1,0) et (L+1,M+1), L+2 et M+2 étant les nombres de points discrétisés dans l'image du milieu l respectivement selon les axes X et Y,

15 - B est un vecteur de dimension L.M, dont les composantes valent $-\omega^2 \cdot \rho \cdot U_{lm}$ où ω est la pulsation de l'onde de cisaillement basse fréquence, ρ est la densité du milieu, U_{lm} est la transformée de Fourier temporelle du déplacement u au point de coordonnées (x_l, y_m) , l étant
20 compris entre 1 et L et m étant compris entre 1 et M,

- et H est une matrice de dimension L.M lignes sur $(L+2) \cdot (M+2) - 4$ colonnes, dont les composantes sont également toutes connues à partir de l'équation d'onde.

En juxtaposant un nombre suffisant d'équations
25 (III) correspondant respectivement à différentes disponibles du spectre de fréquences de l'onde de cisaillement, on obtient une équation matricielle globale qui peut être résolue par inversion matricielle, pour obtenir le vecteur

M, c'est à dire la valeur du module de cisaillement μ en tout point du champ d'observation.

On peut alors en déduire éventuellement la valeur locale de la vitesse de propagation C_s de l'onde de cisaillement en chaque point, par la formule :

$$C_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}.$$

Le mode de calcul serait le même en utilisant non plus les déplacements, mais les déformations du milieu observé 1.

REVENDICATIONS

1. Procédé d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant (1) qui contient des particules (5) réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, procédé dans lequel on génère une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique et on observe, au moyen d'au moins une onde ultrasonore de compression, le déplacement du milieu viscoélastique (1) soumis à ladite onde de cisaillement, caractérisé en ce qu'on génère l'onde de cisaillement en appliquant au milieu viscoélastique une excitation ayant la forme d'une impulsion basse fréquence qui présente une fréquence centrale f comprise entre 20 et 5000 Hz, cette impulsion basse fréquence présentant une durée comprise entre $1/2f$ et $20/f$, en ce qu'il comporte une étape d'observation de propagation au cours de laquelle on observe la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points dans le milieu observé, ces points formant un champ d'observation sensiblement continu s'étendant au moins selon un premier axe (X), cette étape d'observation de propagation de l'onde de cisaillement consistant à :
- émettre dans le milieu observé une succession d'au moins 10 tirs d'ondes ultrasonores de compression à une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde,
 - détecter et enregistrer en temps réel les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu vis-

coélastique à chaque tir d'onde ultrasonore, ces échos correspondant à des images successives du milieu observé, et en ce que ledit procédé comporte en outre une étape ultérieure de traitement d'image au cours de laquelle on traite en temps différé les images ainsi obtenues au moins par intercorrélation entre images successives, pour déterminer en chaque point du champ d'observation un paramètre de mouvement choisi entre le déplacement et la déformation du milieu viscoélastique, de façon à obtenir ainsi une succession d'images montrant l'évolution du paramètre de mouvement du milieu viscoélastique sous l'effet de la propagation de l'onde de cisaillement.

2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel la durée de l'impulsion basse fréquence est comprise entre $1/2f$ et $2f$.

3. Procédé selon la revendication 1 ou la revendication 2, dans lequel la fréquence centrale de l'impulsion basse fréquence est comprise entre 30 et 1000 Hz.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le milieu viscoélastique (1) observé est constitué par un corps vivant comprenant au moins un organe interne soumis à des mouvements impulsionnels, l'impulsion basse fréquence qui génère l'onde de cisaillement étant constituée par un mouvement impulsionnel dudit organe interne.

5. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, dans lequel le milieu viscoélastique (1) observé est délimité par une surface extérieure (3), et l'impulsion basse fréquence est appliquée au niveau de cette surface extérieure.

6. Procédé selon la revendication 5, dans lequel l'impulsion basse fréquence est appliquée par un moyen d'excitation choisi parmi :

- une onde acoustique générée par au moins un transducteur acoustique (2),

- et un choc généré localement par contact physique au niveau de la surface extérieure (3) du milieu viscoélastique.

7. Procédé selon la revendication 5 ou la revendication 6, dans lequel on émet les tirs d'ondes ultrasonores de compression et on détecte les échos générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique, au moyen d'une batterie de transducteurs (6) qui comprend au moins un transducteur (T_1 , ..., T_n) et qui est disposée au contact de la surface extérieure du milieu viscoélastique, l'onde de cisaillement étant appliquée au milieu viscoélastique en imposant un déplacement impulsif à ladite batterie de transducteurs.

8. Procédé selon la revendication 7, dans lequel ledit paramètre de mouvement est la déformation du milieu viscoélastique.

9. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel, au cours de l'observation de la propagation de l'onde de cisaillement, on émet entre 100 et 10 000 tirs d'ondes ultrasonores de compression à une cadence comprise entre 1000 et 100 000 tirs par seconde.

10. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le champ d'observation s'étend au moins selon un plan comprenant d'une part, le

premier axe (X) et d'autre part, un deuxième axe perpendiculaire au premier axe (Y).

11. Procédé selon la revendication 10, dans lequel, au cours de l'étape d'observation de propagation, on
5 utilise une batterie (6) de plusieurs transducteurs acoustiques (T1, ..., Tn) disposés au moins selon le deuxième axe (Y) pour émettre les tirs d'ondes acoustiques ultrasonores de compression et détecter les échos générés par les particules réfléchissantes (5) du milieu viscoélastique, les
10 échos détectés par chaque transducteur acoustique étant mémorisés directement sans traitement préalable au cours de l'étape d'observation de propagation, et l'étape de traitement d'image comprenant une sous-étape préliminaire de formation de voies au cours de laquelle on génère une
15 image du milieu viscoélastique correspondant à chaque tir d'onde ultrasonore de compression, par combinaison d'au moins certains des échos reçus par les différents transducteurs (T1, ..., Tn).

12. Procédé selon l'une quelconque des revendications
20 précédentes, dans lequel l'étape de traitement d'images est suivie par une étape de visualisation au cours de laquelle on visualise au ralenti un film constitué par la succession des images traitées, chaque point de chaque image présentant un paramètre optique qui varie
25 suivant la valeur du paramètre de mouvement affecté à ce point.

13. Procédé selon la revendication 12, dans lequel le paramètre optique est choisi parmi le niveau de gris et le niveau chromatique.

14. Procédé selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'étape de traitement d'images est suivie par une étape de cartographie au cours de laquelle, à partir de l'évolution du paramètre de mouvement au cours du temps dans le champ d'observation, on calcule au moins un paramètre de propagation de l'onde de cisaillement en au moins certains points du champ d'observation.

15. Procédé selon la revendication 14, dans lequel le paramètre de propagation de l'onde de cisaillement qui est calculé au cours de l'étape de cartographie est choisi parmi la vitesse des ondes de cisaillement, le module de cisaillement, l'atténuation des ondes de cisaillement, l'élasticité de cisaillement, et la viscosité de cisaillement.

16. Dispositif d'imagerie utilisant les ondes de cisaillement pour observer un milieu viscoélastique diffusant (1) qui contient des particules (5) réfléchissant les ondes ultrasonores de compression, ce dispositif comprenant des moyens d'excitation (2) pour générer une onde élastique de cisaillement dans le milieu viscoélastique et des moyens d'acquisition (CPU, Ti, Ei, Mi) pour observer, au moyen d'au moins une onde ultrasonore de compression, le déplacement du milieu viscoélastique soumis à ladite onde de cisaillement, caractérisé en ce que les moyens d'excitation (2) sont adaptés pour appliquer au milieu viscoélastique (1) une excitation ayant la forme d'une impulsion basse fréquence qui présente une fréquence centrale f comprise entre 20 et

5000 Hz, cette impulsion basse fréquence présentant une durée comprise entre $1/2f$ et $20/f$,

en ce que les moyens d'acquisition (CPU, Ti, Ei, Mi) sont adaptés pour observer la propagation de l'onde de cisaillement simultanément en une multitude de points dans le milieu observé, ces points formant un champ d'observation sensiblement continu s'étendant au moins selon un premier axe (X), lesdits moyens d'acquisition étant adaptés pour :

10 - émettre dans le milieu observé une succession d'au moins 10 tirs d'ondes ultrasonores de compression à une cadence comprise entre 100 et 100 000 tirs par seconde,

- détecter et enregistrer en temps réel les échos
15 générés par les particules réfléchissantes du milieu viscoélastique à chaque tir d'onde ultrasonore, ces échos correspondant à des images successives du milieu observé, et en ce que ledit dispositif comporte en outre des moyens de traitement d'image (CPU, S, DSP) adaptés pour traiter
20 en temps différé les images obtenues à partir des moyens d'observation, au moins par intercorrélacion entre images successives, pour déterminer en chaque point du champ d'observation un paramètre de mouvement choisi entre le déplacement et la déformation du milieu viscoélastique, de
25 façon à obtenir ainsi une succession d'images montrant l'évolution du paramètre de mouvement du milieu viscoélastique sous l'effet de la propagation de l'onde de cisaillement.

17. Dispositif selon la revendication 16, dans lequel
30 quel les moyens d'observation comprennent une batterie (6)

de transducteurs (T1, ..., Tn) qui inclut au moins un transducteur et qui est adaptée pour être disposée au contact d'une surface extérieure (3) délimitant le milieu visco-élastique (1), les moyens d'excitation (2) étant adaptés
5 pour imposer un déplacement impulsif à ladite batterie (6) de transducteurs.

18. Dispositif selon la revendication 17, dans lequel ledit paramètre de mouvement est la déformation du milieu viscoélastique.

19. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 et 18, dans lequel le champ d'observation s'étend au moins selon un plan comprenant d'une part, le premier axe (X) et d'autre part, un deuxième axe (Y) perpendiculaire au premier axe, la batterie (6) de transducteurs comportant plusieurs transducteurs (T1, ..., Tn) disposés au moins selon le deuxième axe, des moyens de commande (4, CPU) étant prévus pour sélectivement faire fonctionner le dispositif soit dans le mode d'imagerie par ondes de cisaillement, soit dans un mode d'échographie standard permettant d'acquérir entre 10 et 100 images par seconde.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/FR 00/00599

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 7 G01N29/04 G01N29/06 A61B8/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 G01N A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

WPI Data, EPO-Internal, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 099 848 A (PARKER KEVIN J ET AL) 31 March 1992 (1992-03-31) claim 1	1,16
A	US 5 524 636 A (SARVAZYAN ARMEN P ET AL) 11 June 1996 (1996-06-11) column 22, line 53 - line 58	1
A	US 5 839 441 A (STEINBERG BERNARD D) 24 November 1998 (1998-11-24) abstract	1
A	FR 2 655 835 A (GEN ELECTRIC CGR) 21 June 1991 (1991-06-21) abstract	1
	--- -/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

28 June 2000

Date of mailing of the international search report

05/07/2000

Name and mailing address of the ISA
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Duchatellier, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/FR 00/00599

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>US 5 810 731 A (RUDENKO OLEG V ET AL) 22 September 1998 (1998-09-22) cited in the application the whole document</p> <p>-----</p>	1, 16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/FR 00/00599

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5099848	A	31-03-1992	AU 8925991 A EP 0556257 A JP 6504453 T WO 9207513 A	26-05-1992 25-08-1993 26-05-1994 14-05-1992
US 5524636	A	11-06-1996	WO 9414375 A US 5678565 A US 5785663 A US 5860934 A US 5922018 A US 5836894 A US 5833633 A	07-07-1994 21-10-1997 28-07-1998 19-01-1999 13-07-1999 17-11-1998 10-11-1998
US 5839441	A	24-11-1998	AU 3294297 A WO 9746160 A	05-01-1998 11-12-1997
FR 2655835	A	21-06-1991	NONE	
US 5810731	A	22-09-1998	US 5606971 A	04-03-1997

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Recherche Internationale No
PCT/FR 00/00599

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
CIB 7 G01N29/04 G01N29/06 A61B8/08

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 7 G01N A61B

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)

WPI Data, EPO-Internal, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	US 5 099 848 A (PARKER KEVIN J ET AL) 31 mars 1992 (1992-03-31) revendication 1 ----	1, 16
A	US 5 524 636 A (SARVAZIAN ARMEN P ET AL) 11 juin 1996 (1996-06-11) colonne 22, ligne 53 - ligne 58 ----	1
A	US 5 839 441 A (STEINBERG BERNARD D) 24 novembre 1998 (1998-11-24) abrégé ----	1
A	FR 2 655 835 A (GEN ELECTRIC CGR) 21 juin 1991 (1991-06-21) abrégé ----- -/-	1

☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

* Catégories spéciales de documents cités:

- *A* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- *E* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- *L* document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- *O* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- *P* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

T document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

X document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

Y document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

Z document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

28 juin 2000

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

05/07/2000

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Duchatellier, M

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

nande internationale No
PCT/FR 00/00599

C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	<p>US 5 810 731 A (RUDENKO OLEG V ET AL) 22 septembre 1998 (1998-09-22) cité dans la demande le document en entier -----</p>	1,16

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Requête internationale No

PCT/FR 00/00599

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 5099848 A	31-03-1992	AU 8925991 A EP 0556257 A JP 6504453 T WO 9207513 A	26-05-1992 25-08-1993 26-05-1994 14-05-1992
US 5524636 A	11-06-1996	WO 9414375 A US 5678565 A US 5785663 A US 5860934 A US 5922018 A US 5836894 A US 5833633 A	07-07-1994 21-10-1997 28-07-1998 19-01-1999 13-07-1999 17-11-1998 10-11-1998
US 5839441 A	24-11-1998	AU 3294297 A WO 9746160 A	05-01-1998 11-12-1997
FR 2655835 A	21-06-1991	AUCUN	
US 5810731 A	22-09-1998	US 5606971 A	04-03-1997